不同材质 Bolus 致电子线放疗剂量分布差异研究

孔栋 孔旭东 孔燕 赵于天 杨波 顾科

（江南大学附属医院肿瘤放疗科，无锡 214122）

摘要 为提高电子线在浅表组织中的剂量沉积，需在体表使用 Bolus，制作 Bolus 的材质有多种，为研究不同 Bolus 对剂量的影响，基于蒙特卡洛技术，通过构建不同的浅表组织放疗模型，对比了 Bolus 材质为水、聚苯乙烯、聚乳酸（PLA）、硅胶和甘油时的剂量差异。结果显示，Bolus 材质对最大剂量（D_{max}）影响小于 3%，Bolus 为 10 mm 和 15 mm 时不同材质间最大剂量深度（R_{100}）、浅表剂量（D_0）和有效治疗深度（R_{eff}）差异约为 2 mm 和 5 mm、7%和 5%、2.3 mm 和 3.6 mm，D_{max} 和 D_0 由小到大、R_{100} 和 R_{eff} 由大到小对应材质依次为聚苯乙烯、水、PLA、甘油和硅胶；R_{eff} 后剂量由小到大对应材质依次为聚苯乙烯、甘油、PLA、水和硅胶，差异最大约 10%。电子线放疗中合理选择 Bolus 材质对肿瘤放疗和正常组织保护均有重要意义。

关键词 放射治疗；蒙特卡洛；电子线；Bolus；剂量分布

Study of Dose Distribution in Electron Beam Radiotherapy Using Various Bolus Materials

Kong Dong Kong Xudong Kong Yan Zhao Yutian Yang Bo Gu Ke

(Department of Radiation Oncology, Affiliated Hospital of Jiangnan University, Wuxi 214122, China)

Abstract **[Background]**: Boluses are utilized in the radiotherapy of superficial tumors, and a diverse range of materials is utilized in bolus fabrication. **[Purpose]**: To study the effects of different bolus materials on dose distributions during electron beam radiotherapy. **[Methods]**: The phase space files (PSFs) of electron beams from the IAEA official website were obtained to serve as the initial particle source. Using Geant4, the energy deposition of these beams in water were calculated and the physical parameters were validated. The superficial tumor radiotherapy models incorporating an overlying bolus were developed. Bolus thicknesses of 10 mm and 15 mm were employed at electron beam energies of 6 MeV and 9 MeV, respectively. The bolus materials evaluated included water, polystyrene, polylactic acid (PLA), silica-gel, and glycerol. The transport of electron beams within the models were simulated and a quantitative analysis comparing differences in maximum dose (D_{max}), maximum dose depth (R_{100}), superficial dose (D_0), effective treatment depth (R_{eff}), and dose distribution beyond the effective treatment depth among the models with different bolus materials were conducted. **[Results]**: As the bolus was composed by different materials, the difference of the D_{max} is less than 3%, and for 10 mm and 15 mm bolus, the largest difference for R_{100}, D_0 and R_{eff} are about 2 mm and 5 mm, 7% and 5%, 2.3 mm and 3.6 mm, respectively. The D_{max} and D_0 followed the order of polystyrene＜water＜PLA＜glycerol＜silica-gel, and the R_{100} and R_{eff} followed the order of polystyrene＞water＞PLA＞glycerol＞silica-gel. The dose after R_{eff} followed the order of polystyrene＜glycerol＜PLA＜water＜silica-gel, and with the depth of the tissue increases, the differences of relative average PDD gradually increase until the PDDs decrease to around 1%, with a maximum difference of about 10%. **[Conclusions]**: Bolus material has a significant impact on the dose distribution of electron beam radiotherapy. Reasonable selection of bolus material is of great significance for tumor radiotherapy and normal tissue protection.

无锡市“太湖人才计划”医疗卫生高层次人才项目，无锡市转化医学研究所项目计划（LCYJ202210），无锡市卫生健康委员会科研项目（M202041），江苏省卫生健康委员会妇幼健康科研项目（F202009），江苏省妇幼保健协会科研项目（FYX202016）资助

第一作者：孔栋，男，1987 年出生，2014 年于苏州大学获硕士学位，研究领域辐射剂量学和放疗物理学

通讯作者：顾科，E-mail: pilipolome@126.com

Key words Radiotherapy, Monte carlo, Electron beam, Bolus, Dose distribution

作为一种组织填充物，Bolus 可有效减小电子线和 X 线的剂量建成效应带来的影响，在浅表肿瘤放疗中多有应用[1][2][3]。可制作 Bolus 的材质很多，包括水、湿纱布、凡士林、热塑性材料、Superflab、Super-Flex、聚乳酸（PLA）、硅胶和水凝胶等[4]。基于辐射相互作用理论，Bolus 材质会对组织中剂量造成一定影响，很多学者基于模体中的测量对 Bolus 材质构成或性状对放疗剂量的影响展开研究[5][6][7]。这些研究在一定程度上帮助了放疗医师和物理师更好地选择或使用相关 Bolus，但基于测量的数据并不充分，且固体水作为水的等效材料，尚在不断改进优化中，其与皮肤或软组织有一定差异[8]，因此以固体水作为模体的测量数据不能精确反映浅表剂量的变化。虽然课题组在之前的研究[9]中对比了靶区后剂量的差异，但由于当时所用截止射程较大，可能会对结果带来较大误差，本研究规避了该问题，期望能带来更加准确的结果。

本工作主要目的是通过理论建模、Geant4 蒙特卡罗模拟[10][11][12]和数据分析的手段研究不同材质 Bolus 对电子线在组织中剂量分布的影响。Bolus 材质选择了临床研究常用的水，3D 打印常用材质聚苯乙烯和聚乳酸，及常规材质硅胶和甘油（凡士林主要成分），以期为 Bolus 制作材质的选择和放疗医师和物理师选择合理的 Bolus 材质及制定相应计划提供参考。

材料与方法

1. 粒子源和 Geant4 模拟验证：初始粒子源采用 IAEA 官网提供的 6 MeV 和 9 MeV 电子线 100 mm×100 mm 射野相空间文件（PSF）[13]。本研究所用操作系统为 64 位 Windows 10，C++编译器为 Microsoft Visual Studio Community 2019（版本 16.10.2），使用 Geant4（版本 10_07_p02）计算电子线在介质中的能量沉积，物理模型设置为 LowE_Livermore，截止射程为 0.1 mm，对 PSF 中所有粒子进行单次采样，即 6 MeV 和 9 MeV 电子线采样粒子数分别为 56871296[14]和 56197810[15]，模拟粒子在空气中的输运过程，在距离虚拟源 970 mm 处垂直电子线入射方向中心位置设置 160 mm×160 mm×1 mm 平面，记录此处粒子相空间信息，生成新的 PSF（PSF2）作为后续计算粒子源。在距离虚拟源 1000 mm 处构建 300 mm×300 mm×300 mm 水模体，沿射野中心轴设置 10 mm×10 mm×1 mm 体素记录剂量沉积，采用几何重要性采样减方差技术，外周环境、模体附近环境、模体和体素分别给予权重 1、10、100 和 1000，物理过程和截止射程与上同，以 PSF2 作为粒子源，采样粒子数为 8×10^8，模拟电子线在水模体中剂量沉积，并与文献对比。

2. 构建浅表肿瘤电子线放疗模型：图 1 所示为本工作的基本模型，其中心位于射野中心轴上，Bolus 上表面距虚拟源 1000 mm，大小为 300 mm×300 mm，电子线能量为 6 MeV 和 9 MeV 时厚度分别为 10 mm 和 15 mm，下方依次是厚度 3 mm 的皮肤组织（采用 Geant4 材料数据库中材质：G4_SKIN_ICRP，以下用到 Geant4 中材质的均有标出）和厚度 300 mm 的软组织（G4_TISSUE_SOFT_ICRP），射野大小 100 mm×100 mm 的电子线由上而下照射，沿射野中心轴在皮肤和软组织模体中设置 10 mm×10 mm×1 mm 体素（图中未显示）以记录剂量沉积。依研究目的，需构建的 Bolus 材质包括水（G4_WATER）、聚苯乙烯（G4_POLYSTYRENE）、聚乳酸、硅胶和甘油（G4_GLYCEROL）。聚乳酸组成为氢（5.61%）、碳（49.99%）和氧（44.40%），硅胶组成为氢（8.11%）、碳（32.43%）、氧（21.62%）和硅（37.84%）。

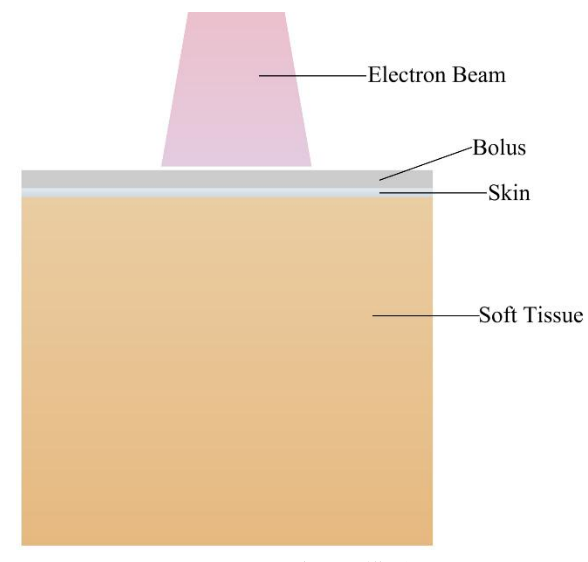


图 1 电子线治疗模型

Fig. 1 Treatment model of electron beams

3. 获取模型中剂量：物理模型和截止射程与上同，以 PSF2 作为粒子源，运行粒子数 8.0×10^{8}，采用几何重要性采样减方差技术，外周空间、模型附近环境、模型、体素分别给予权重 1、10、100、1000，计算体素中沉积剂量和相应误差。6 MeV 和 9 MeV 电子线分别在模型中 95.0 mm 和 160.0 mm 深度范围内的计算误差＜1%。

4. 数据处理及绘图：计算 6 MeV 和 9 MeV 电子线在水模体中的百分深度剂量（PDD），并通过合理调整坐标以对比本研究与文献数据的差异；从不同 Bolus 时模型中剂量沉积数据分别获取最大剂量值（D_{max}）和对应深度（R_{100}），以水 Bolus 时 D_{max} 作为参考对比不同材质 Bolus 对组织中 D_{max} 的影响。以不同 Bolus 时模型中 D_{max} 分别作为各自的归一点，计算不同 Bolus 时模型中 PDD，以 90% PDD 作为有效治疗剂量[16]，通过线性插值找出有效治疗剂量对应深度并将其作为有效治疗深度（R_{eff}）。假定有效治疗深度后为正常组织，通过坐标转换，对比不同材质 Bolus 对肿瘤组织后不同深度正常组织的百分深度剂量影响，并以水 Bolus 作为参考，求得不同材质 Bolus 时 R_{eff} 后正常组织的相对平均百分深度剂量（$PDD_{rel,ave}$）（见公式(1)），以对比 Bolus 材质对 R_{eff} 后不同厚度内组织平均剂量的影响。数据处理及绘图采用 OriginPro 2018C 64-bit 和 Adobe Photoshop 2024 软件。

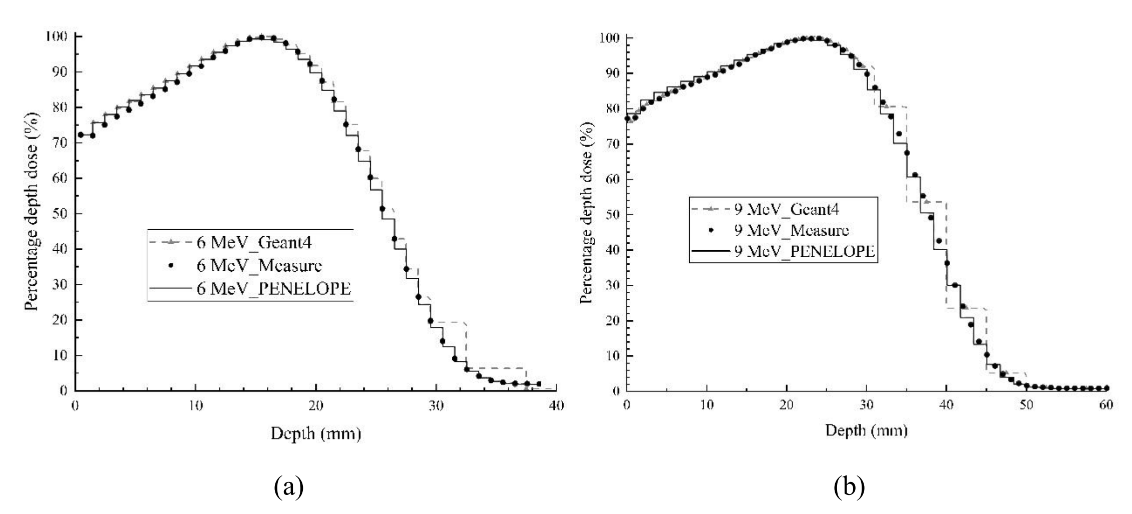
$$PDD_{rel,ave,D} = \left(\frac{\int_{R_{eff}}^{D} PDD_{m,d}\,dt}{D-R_{eff}}\right) \Bigg/ \left(\frac{\int_{R_{eff}}^{D} PDD_{w,}}{D-R_{eff}}\right. \quad (1)$$

式中，$PDD_{rel,ave,D}$ 为 R_{eff} 至 D 的相对平均百分深度剂量；$\int_{d\,Reff}^{D} PDD_{m,d}\,dt$ 为 Bolus 材质为 m 时 R_{eff} 至 D 的 PDD 的积分；$\int_{R_{eff}}^{D} PDD_{w,d}\,dt$ 为 Bolus 材质为水时 R_{eff} 至 D 的 PDD 的积分；$D-R_{eff}$ 为深度距离。

结果

1. 电子线在水中的 PDD 分布：图 2（a）和（b）中分别对比了本研究计算的 6MeV

和 9MeV 电子线在水中的 PDD 与实验测量和 PENELOPE 计算结果[17]，可以看出三个结果保持了较高的一致性，因此本研究所用物理模型、截止射程及体素大小的设置是合理的，能够较好反应电子线在模型中心轴的能量沉积变化。同时，由图可知，电子线能量分别为 6MeV 和 9 MeV 时，10 mm 和 15 mm 深度处的 PDD 值分别约为 92%和 94%，超过了有效治疗剂量，因此，本研究中使用的 Bolus 厚度是合适的。



(a) (b)

图 2 不同方法所得水中 PDD 分布对比（(a)：电子线能量为 6 MeV，6 MeV_Geant4 为本研究计算结果，6 MeV_Measure 为文献中测量结果，6 MeV_PENELOPE 为文献中计算结果；(b)：电子线能量为 9 MeV，9 MeV_Geant4 为本研究计算结果，9 MeV_Measure 为文献中测量结果，9 MeV_PENELOPE 为文献中计算结果）

Fig. 2 Comparison of PDD distributions in water obtained by different methods ((a): The electron beam energy is 6 MeV, 6 MeV_Geant4 is the PDD calculated in this study, 6 MeV_Measure is the measurement result in the literature, and 6 MeV_PENELOPE is the calculation result in the literature; (b): The electron beam energy is 9 MeV, 9 MeV_Geent4 is the PDD calculated in this study, 9 MeV_Measure is the measurement result in the literature, and 9 MeV_PENELOPE is the calculation result in the literature)

2. Bolus 材质对 D_{max} 和 R_{100} 的影响：表 1 给出了不同材质 Bolus 相对于水 Bolus 的组织中 D_{max} 比值，可以看到，Bolus 材质对组织中最大剂量影响很小，最大值与最小值之间差异在 3%以内，组织中最大剂量由小到大对应 Bolus 材质依次为聚苯乙烯、水、聚乳酸、甘油和硅胶；Bolus 材质对组织中 R_{100} 影响较大，由表 2 知，Bolus 厚度为 10 mm 时，水和聚苯乙烯、硅胶和甘油的 R_{100} 是相同的，此时五种材质 Bolus 对应的 R_{100} 最大差异是 2.0 mm；Bolus 厚度为 15 mm 时，五种 Bolus 的 R_{100} 均不同，最大差异达 5.0 mm。

表 1 不同 Bolus 相对于水 Bolus 的组织中最大相对剂量（%）

Table 1 Maximum relative dose in tissues with different bolus relative to water bolus (%)

电子线能量 Electron beam energy/MeV	Bolus 厚度 Bolus thickness/mm	Bolus 材质 Bolus materials			
		聚苯乙烯 Polystyrene	聚乳酸 PLA	硅胶 Silica-gel	甘油 Glycerol
6	10	99.8	100.2	101.0	100.6
9	15	99.7	100.4	101.9	100.8

表 2 不同 Bolus 时组织中的最大剂量深度（mm）

Table 2 Depth of maximum dose in tissues with different bolus (mm)

电子线能量	Bolus 厚度	Bolus 材质

Electron beam energy/MeV	Bolus thickness/mm	Bolus materials				
		水 Water	聚苯乙烯 Polystyrene	聚乳酸 PLA	硅胶 Silica-gel	甘油 Glycerol
6	10	5.5	5.5	4.5	3.5	3.5
9	15	7.5	8.5	6.5	3.5	4.5

3. Bolus 材质对 D_0 的影响：表 3 给出了不同 Bolus 时浅表组织的 PDD 值，可知常用材质的 Bolus 只要厚度合适，均可使 D_0 达到有效剂量以上，相同条件下，即电子线能量和 Bolus 厚度相同时，Bolus 材质对浅表剂量影响较大，Bolus 厚度为 10 mm 和 15 mm 时，浅表剂量最大相差分别约为 7%和 5%，浅表剂量由小到大对应 Bolus 材质依次为聚苯乙烯、水、聚乳酸、甘油和硅胶。

表 3 不同 Bolus 时组织中的浅表百分深度剂量（%）

Table 3 Surface percentage depth dose of tissues with different bolus (%)

电子线能量 Electron beam energy/MeV	Bolus 厚度 Bolus thickness/mm	Bolus 材质 Bolus materials				
		水 Water	聚苯乙烯 Polystyrene	聚乳酸 PLA	硅胶 Silica-gel	甘油 Glycerol
6	10	93.98	92.15	94.93	99.25	97.37
9	15	94.59	93.49	95.30	98.34	97.29

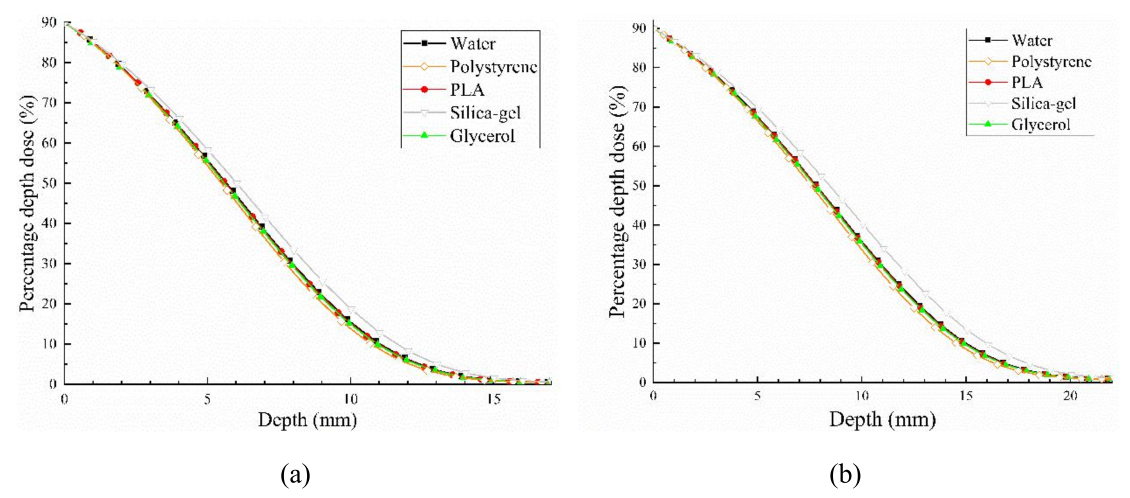
4. Bolus 材质对 R_{eff} 的影响：Bolus 材质对电子线在组织中的 R_{eff} 有较大影响，表 4 给出了不同材质时电子线在组织中的 R_{eff}，可知，对于本研究中所涉及的 5 种材质，Bolus 厚度为 10 mm 和 15 mm 时 R_{eff} 最大相差分别约为 2.3 mm 和 3.6 mm，整体而言，电子线在组织中的有效治疗深度由大到小对应 Bolus 材质依次为聚苯乙烯、水、聚乳酸、甘油和硅胶。

表 4 不同 Bolus 时组织中有效治疗深度（mm）

Table 4 Effective treatment depth in tissues with different bolus (mm)

电子线能量 Electron beam energy/MeV	Bolus 厚度 Bolus thickness/mm	Bolus 材质 Bolus materials				
		水 Water	聚苯乙烯 Polystyrene	聚乳酸 PLA	硅胶 Silica-gel	甘油 Glycerol
6	10	9.6	9.8	8.9	7.5	7.5
9	15	14.7	15.0	13.7	11.4	11.6

5. Bolus 材质对 R_{eff} 后剂量的影响：电子线在 R_{eff} 后组织中剂量迅速跌落，由图 3 可以看出，对于 6 MeV 和 9 MeV 电子线，分别在 R_{eff} 后约 5.5 mm 和 7.5 mm 剂量跌至 50%，在约 15.0 mm 和 20.0 mm 剂量跌至 1%，但 Bolus 材质不同时，R_{eff} 后相同距离处组织中剂量沉积有一定差异，组织中剂量由小到大对应 Bolus 材质依次为聚苯乙烯、甘油、聚乳酸、水和硅胶。图 4 进一步给出了以水 Bolus 作为参考时不同材质在 R_{eff} 后的 $PDD_{rel,ave}$，可以看到，对于 6 MeV 和 9 MeV 电子线，在 PDD 降至 1%之前，随深度增加，不同材质 Bolus 时组织中平均剂量相对差异逐渐增加，就本研究中的五种材质，电子线能量为 6 MeV 和 9 MeV 时差异最大分别约为 8.5%和 10%，之后趋于稳定。



(a) (b)

图 3 R_{eff}后百分深度剂量（(a): 电子线能量 6 MeV，Bolus 厚 10 mm；(b): 电子线能量 9 MeV，Bolus 厚 15 mm）

Fig. 3 Percentage depth dose after R_{eff} ((a): Electron beam energy is 6 MeV and bolus thickness is 10 mm; (b) : Electron beam energy is 9 MeV and bolus thickness is 15 mm)

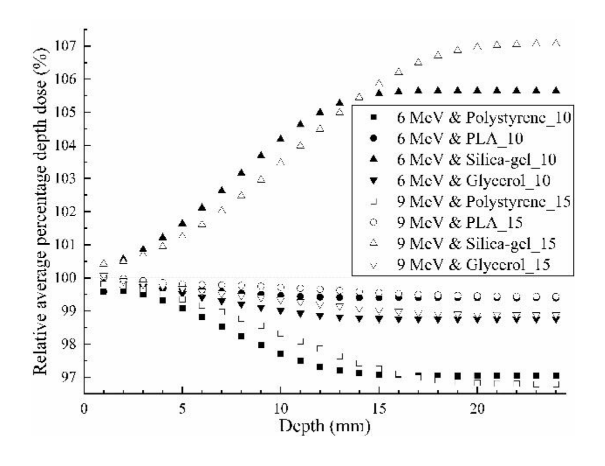


图 4 组织中 R_{eff}后相对平均百分深度剂量

Fig. 4 Relative average percentage depth dose after R_{eff} in tissues

讨论

Bolus 在临床应用较多，以往研究多关注于 Bolus 与皮肤之间空腔对剂量的影响[18][19][20]或使用 3D 打印技术减少空腔[2][3][21][22][23]，对 Bolus 材质的系统研究较少。

本文对水、聚苯乙烯、聚乳酸、硅胶和甘油五种常用于制作 Bolus 的材质进行对比发现，Bolus 材质对 R_{100}影响较大，在 Bolus 厚度为 10 mm 时，水和聚苯乙烯、硅胶和甘油之所以有相同的 R_{100}，可能是由于我们研究中所定义体素在深度方向上的尺寸较大所致，在 Bolus 对 R_{100}影响小于 1 mm 时，其有可能被归为了同一深度的体素，结合 Bolus 厚度为 15 mm 时的结果，R_{100}由大到小对应的 Bolus 材质应依次为聚苯乙烯、水、聚乳酸、甘油和硅胶。硅胶与水 Bolus 时 R_{100}变化规律与 Kyeong-Hyeon 等[5]的研究结果较吻合，即硅胶比水更能有效降低 R_{100}值，由于研究目的不同，本研究并未对不同材质厚度之间的关系展开进一步研究。Bolus 材质对组织中 D_{max}影响的相关报道很少，这或许是由于该影响很小，就本研究中的五种材质，影响最大不超过 3%，这是由于 D_{max}与对应点的粒子注量相关，Bolus 材质与粒子相互作用的差异会改变粒子能谱，但只要 Bolus 厚度小于粒子射程，就不会导致原始粒子注量的显著差异，而电子线与 Bolus 相互作用所产生的极小份额的次级电

子或韧致辐射的多少则导致了 D_{max} 的微小变化。因此，相同条件下，不同材质 Bolus 对应 D_{max} 依然表现出了一定的规律，即 D_{max} 由小到大对应 Bolus 材质依次为聚苯乙烯、水、聚乳酸、甘油和硅胶。

合适厚度的 Bolus 可使 D_0 达到有效剂量，进而治疗浅表肿瘤，相同厚度时浅表剂量由小到大对应 Bolus 材质依次是聚苯乙烯、水、聚乳酸、甘油和硅胶，D_0 最大差异达 7%，而 D_0 越大，意味着要达到相同的剂量建成效果所需该材质的 Bolus 越薄；对比表 3 和表 4 知，D_0 越大，对应的电子线 R_{eff} 越浅，由表 2 和表 4 得，不同材质 Bolus 时 R_{eff} 与 R_{100} 变化规律一致，但在变化数值上有较大差异，对于 6 MeV 电子线和 10 mm 厚的 Bolus，R_{eff} 和 R_{100} 之间差异最小和最大的材质分别为水和聚乳酸，差异约为 0.3 mm，但 9 MeV 电子线和 15 mm 厚的 Bolus 时，差异最小和最大的材质分别为聚苯乙烯和硅胶，差异约为 1.4 mm，因此如果仅用 R_{100} 评估不同材质 Bolus 对剂量的影响并不科学，可能在一定程度上导致肿瘤区域，尤其是上下边界区域剂量的不足。

R_{eff} 之后，剂量跌落越快、组织中剂量沉积越少，对患者正常组织的保护越好。本研究中的五种材质作为 Bolus 时，有效治疗深度后组织沉积剂量整体呈现聚苯乙烯＜甘油＜聚乳酸＜水＜硅胶的规律，且在 PDD 降至 1%之前，随深度增加，R_{eff} 之后组织的相对平均剂量差异增大，之后随着组织中深度的增加，相对平均剂量差异趋于稳定。因此，若肿瘤后有辐射敏感组织，应慎重选择 Bolus 材质，这对减轻放疗副反应及减少辐射二次致癌的发生有重要意义。

材料科学的进步使得制作 Bolus 的材质越来越多样化，随着精确放疗的发展， Bolus 材质对剂量分布全方位的影响必须纳入到放疗的考量中来，这样才能使肿瘤得到足够照射的同时更好地保护周围组织，从而使患者从技术进步中有更大受益。

结论

Bolus 材质对电子线放疗组织剂量有较大影响，使用电子线治疗浅表肿瘤时需考虑 Bolus 材质的影响。

参考文献

[1] Monti AF, Brambilla MG, Sarno L, et al. Bolus in optimizing VMAT breast treatments[J]. Phys Med, 2016, 32:238. DOI: 10.1016/j.ejmp.2016.07.497

[2] 王峻峰,李定宇,黄章玲,等.Merkel 细胞癌电子线放疗中 3D 打印补偿物的模拟应用[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2016, 25(9):4. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1004-4221.2016.09.022.

Wang J-F, Li D-Y, Huang Z-L, et al. Simulation and application of 3D printed compensator in electron radiation therapy for Merkel cell carcinoma[J]. Chin J Radiat Oncol, 2016,9(25):999-1002. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1004-4221.2016.09.022

[3] Li G, Kuo L, Kowalski A, et al. Clinical Evaluation of Soft 3D-printed Bolus in Radiotherapy of Nasal Cancer[J]. Int J Radiat Oncol, 2019,105(1): E686. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2019.06.916

[4] 芦莹,师勤莹,王勇,等. 放射治疗组织填充物的研究进展[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2022, 31(5): 488-492. DOI:10.3760/cma.j.cn113030-20200904-00449.

Lu Y, Shi Q-Y, Wang Y, et al. Research progress on bolus materials used for radiotherapy. Chin J Radiat Oncol, 2022; 31(5): 488-492. DOI: 10.3760/cma.j.cn113030-20200904-00449.

[5] Kim KH, Kang SW, Shin DS, et al. Characteristics of Megavoltage Electron Beams Directed through Silicone for Bolus Electron Therapy[J]. J Korean Phys Soc, 2020,76(2):182-189. DOI: 10.3938/jkps.76.182

[6] Okoh F U , Yusof M F M , Abdullah R ,et al. Polyvinyl alcohol (PVA) based bolus material for high energy photons and electrons[J]. IOP Conference Series Materials Science and Engineering, 2020, 785:012043. DOI:10.1088/1757-899X/785/1/012043.

[7] Hsu S, Chen Y, Roberson P, et al. Assessment of skin dose for breast chest wall radiotherapy as a function of bolus material[J]. MED PHYS, 2007, 34(6Part23):2630-2630. DOI: 10.1118/1.2761677

[8] Araki F. Dosimetric properties of a Solid Water High Equivalency (SW557) phantom for megavoltage photon beams[J]. Phys Med, 2017,39:132-136. DOI: 10.1016/j.ejmp.2017.06.011

[9] Dong Kong, Jia Wu, Xudong Kong, et al. Effect of bolus materials on dose deposition in deep tissues during electron beam radiotherapy[J]. Journal of Radiation Research, 2024, 65(2): 215–222. https://doi.org/10.1093/jrr/rrae001

[10] Arbor N, Gasteuil J, Noblet C, et al. A GATE/Geant4 Monte Carlo toolkit for surface dose calculation in VMAT breast cancer radiotherapy. Phys Med, 2019, 61: 112-117. DOI: 10.1016/j.ejmp.2019.04.012

[11] Leste J, Younes T, Chauvin M, et al. Monte Carlo simulation of absorbed dose distribution for electron beam using GATE/GEANT4[J]. Phys Med, 2018, 56:21. DOI: 10.1016/j.ejmp.2018.09.049

[12] Choi H J, Park H, Shin WG, et al. EP-1757: Validation of Independent IMRT and VMAT Dose Calculation System based on Geant4 Monte Carlo Toolkit[J]. Radiother Oncol, 2018, 127: S942. DOI: 10.1016/s0167-8140(18)32066-8

[13] https://www-nds.iaea.org/phsp/electron1/

[14] https://www-nds.iaea.org/phsp/electron1/Varian_Clinac_2100CD_6MeV_10x10.IAEAheader

[15] https://www-nds.iaea.org/phsp/electron1/Varian_Clinac_2100CD_9MeV_10x10.IAEAheader

[16] Khan MF, Doppke KP, Hogstrom KR, et al. Clinical electron-beam dosimetry: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 25[J]. Med Phys, 1991, 18(1): 73-109. DOI: https://doi.org/10.1118/1.596695

[17] Lorenzo Brualla, Ricardo Palanco-Zamora, Maria Amor Duch, et al. 2010. Phase-space files documentation for: Varian Clinac 600 C photon beams Varian Clinac 2100C/D electron beams. Available from the website: https://www-nds.iaea.org/phsp/electron1/VarianClinac_2100CD-readme.pdf

[18] Sharma S C , Johnson M W .Surface dose perturbation due to air gap between patient and bolus for electron beams[J].Medical Physics, 1993, 20.DOI:10.1118/1.597079.

[19] Huang CY, Yang B, Lam WW, Tang KK, et al. Effects on skin dose from unwanted air gaps under bolus in an MR-guided linear accelerator (MR-linac) system[J]. Phys Med Biol, 2021, 66(6): 065021 (8pp). DOI: 10.1088/1361-6560/abe837

[20] Mahdavi JM, Petersen TH, M Sjölin, et al. PO-0838: Determination of the effect on patient surface dose from unwanted air cavities under bolus in VMAT[J]. Radiother Oncol, 2015,115: S424-S424.DOI: 10.1016/S0167-8140(15)40830-8

[21] 尚士钰, 高献书, 吕峰, 等. 3D 打印组织补偿物对浅表肿瘤 X 射线照射补偿效果的实验研究[J].中华放射医学与防护杂志, 2023, 43(7): 518-523. DOI: 10.3760/cma.j.cn112271-20230223-00050.

Shang SY, Gao XS, Gao Y, et al. Assessment of 3D-printed tissue compensators for

superficial tumor X-ray radiation compensation[J]. Chin J Radiol Med Prot, 2023, 43(7):518-523. DOI: 10.3760/cma.j.cn112271-20230223-00050

[22] Su S, Moran K, Robar JL. Design and production of 3D printed bolus for electron radiation therapy[J]. J Appl Clin Med Phys, 2014,15(4): 194-211. DOI: 10.1120/jacmp.v15i4.4831

[23] Wang K M, Rickards A J , Bingham T ,et al. Technical note: Evaluation of a silicone-based custom bolus for radiation therapy of a superficial pelvic tumor[J].Journal of applied clinical medical physics, 2022, 23(4):e13538.DOI:10.1002/acm2.13538.